

MTA KFKI, Orvostovábbképző Intézet, SZTA Információközlési  
Problémák Intézete (Moszkva) és Távközlési Kutató Intézet

Számítógépes mérő és adatgyűjtő eljárás a szív villamos és mecha-  
nikai rezgéstereinek vizsgálatához

Kozmann György, Préda István, Vsevolod V. Shakin, Szlávik Ferenc  
és Antalóczy Zoltán

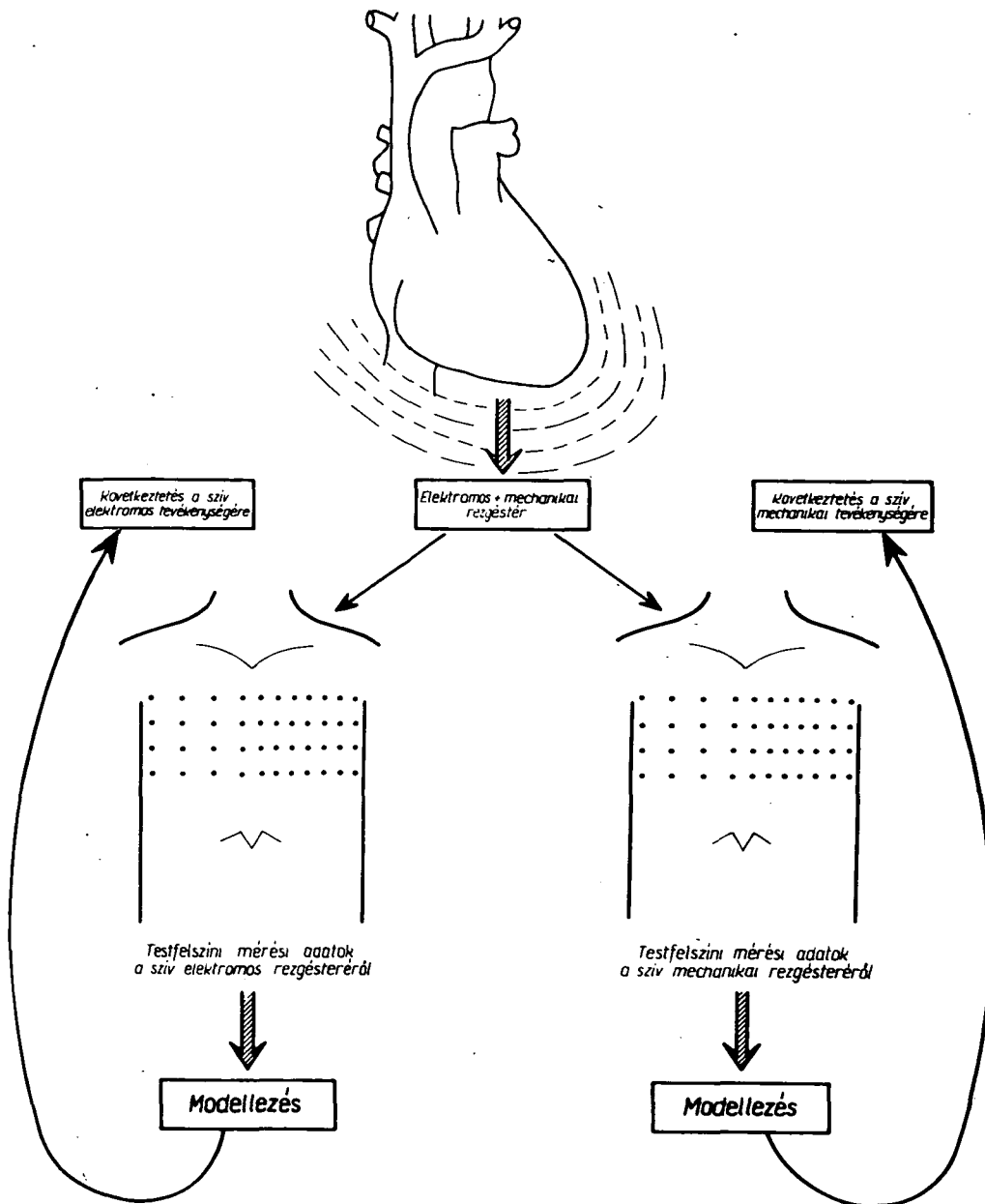
Bevezetés

A szív vizsgálatának fontos noninvazív lehetőségeit hordozza magában a szív által generált villamos és mechanikai rezgések részletes analizise (1. ábra).

Érthető ezért, hogy az utóbbi években - a számítás- és mérés-technikai lehetőségek fejlődésének eredményeképpen - rohamosan növekszik az érdeklődés a szív rezgéstereinek felületi térképezési (surface mapping) és modellezési technikája iránt (1). A legutóbbi időig mindkét technika a szív által generált villamos terek vizsgálatára irányult. Az utóbbi évek terméke egy más jellegű fizikai jelenség, a mechanikai rezgéstér vizsgálatának bevezetése (2), (3). A felületi térképezési technika a szív rezgéstereinek szimultán sok érzékelővel (mérőátalakítóval) történt vizsgálatát, az idővel paraméterezett, pl. szintvonalas rezgéstér térképek sokaságával írja le.

A modellezési technika részben az ugyanilyen módon nyert mérési adatokból, részben más jellegű információkból kiindulva, a fiziológiai interpretációra és az adattárolásra egyaránt alkalmas tömörebb leírási lehetőségeket keresi.

A szív elektromos tevékenység jellemzésére elterjedten használt modell a Gábor-Nelson egyenletek alkalmazásával nyerhető multipoláris villamos helyettesítő kép (4). A mechanikai rezgések szférájában egy hasonlóan tömör kifejezési mód szintén kidolgozásra került (5).



1. ábra

A szív elektromos és mechanikai tevékenysége noninvazív vizsgálati módjainak sématis ábrázolása

Az említett helyettesítő képek - matematikai modellek - kidolgozásához az alábbi, kísérleti úton meghatározandó mennyiségek ismerete szükséges:

- az emberi test, illetve a környező közeg villamos, illetőleg mechanikai rezgésvezetési tulajdonságai,

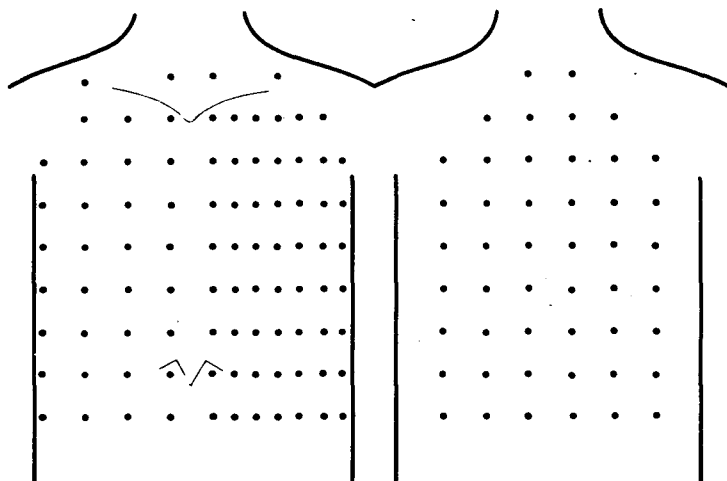
- a test felszínén - egy zárt felület elegendően sok pontjában - a villamos potenciál, illetve a normális irányú mechanikai gyorsulás értéke,

- a testfelszín - zárt felület - geometriai adatai. Jelen közlemény a térképezési és modellezési kutatások szempontjából egyaránt alapvető rezgéstér adatok gyűjtésének és előprocesszálásának általunk alkalmazott off-line módszerével foglalkozik. A felületi térképezés segítségével pontosan meghatározható villamos és mechanikai eseményekre mutat be példát a dolgozat zárórésze.

### Adatgyűjtés

Ideális esetben mérés technikailag a térképezési eljárás azt kívánná, hogy a számítógép megfelelő időközönként szimultán mintavételezze az összes mérési pont jelét.

A 2. ábrán látható, hogy vizsgálatainkban a villamospotenciál térkép képezésénél 138 mérőpontot alkalmazunk, Taccardi (6) nyomán. Ennyi pontról, megfelelően gyors A/D konverterrel és analóg multiplexerrel a "szimultán" mintavételezés csak költségesen megoldható feladat. (Önmagában a 138 csatornás mérőerősítő rendszer is meglehetősen drága.)

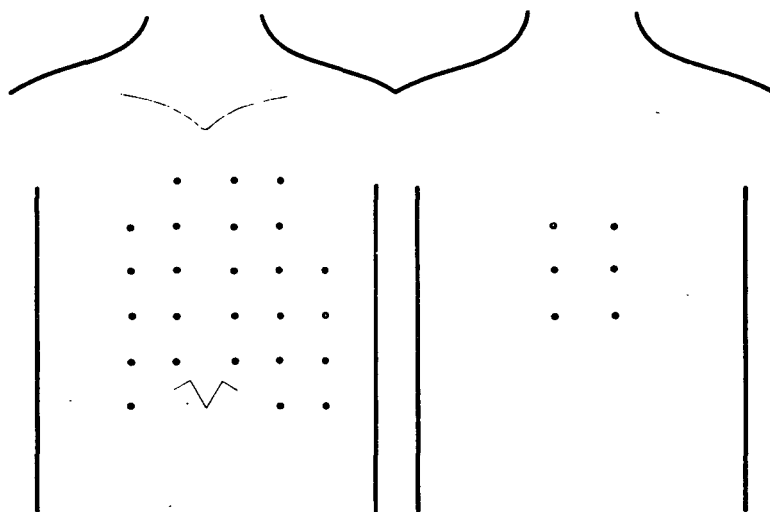


2. ábra

A testfelszíni villamos potenciálok mérési pontjainak semetikus ábrázolása

A 3. ábra mutatja, hogy a mechanikai rezgés térképezéshez jelenleg 31 mérőpontot alkalmazunk. A mintavételezési feladat ennek ellenére nem egyszerűbb, ugyanis a potenciál térképezéshez képest kisebb csatornaszámot a szív mechanikai rezgései esetében szükséges nagyobb mintavételi frekvencia ellensúlyozza.

Kísérleteinkben a "szimultán" on-line adatgyűjtés helyett off-line, analóg FM magnetofonos eljárást alkalmazunk. A korlátozott magnetofon csatornaszám csak csoportos-soros, tehát több "menetben" történő rögzítést tesz lehetővé. A magnetofonon rögzített információ strukturáját a mechanikai rezgés - gyorsulástér - esetére a 4. ábra mutatja.

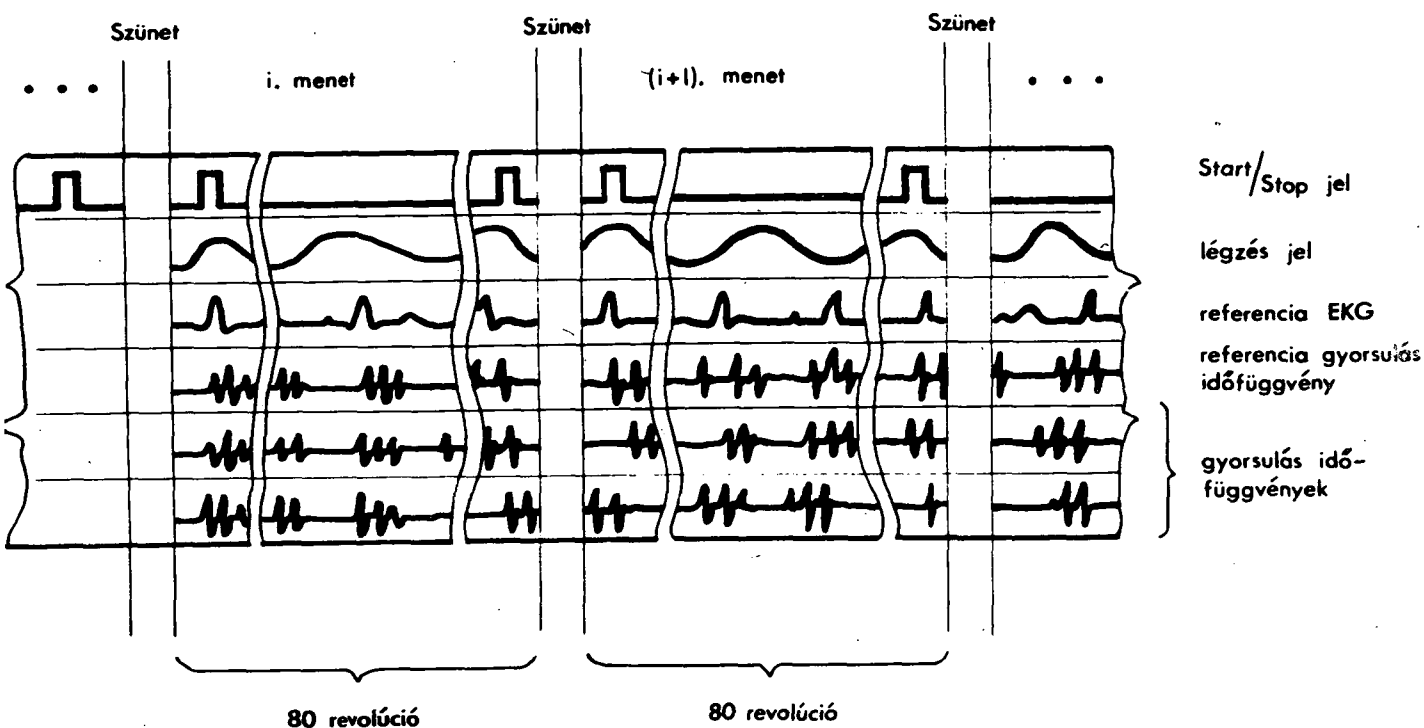


3. ábra

A testfelszíni gyorsulástér mérési pontjainak sematikus ábrázolása.

Az ábrán látható módon a felhelyezett mérőátalakító jelei mellett, a kvázi-szimultán rezgéstér rekonstrukciójához segédjelek is rögzítésre kerülnek. Ezek közül a start/stop jelek az egyes revolúciók azonosítását, az EKG II standard elvezetés a szívcikluson belüli időintervallumok identifikálását teszi lehetővé. A légzés és a referencia gyorsulás időfüggvény szerepét az adatpreprocesszálas kapcsán részletesen vizsgáljuk.

Villamos potenciál mérés esetén az adattárolás módszere, illetőleg formátuma azonos.



4. ábra

A mechanikai rezgéstér adatok mágnesszalagon való rögzítésének struktúrája

#### Rezgéstérképek szerkesztésének előkészítése

A fenti módon tárolt adatokból a szimultán rezgéstér nagy pontossággal becsülhető, csupán egy olyan adatelőkészítési lépést kell beiktatni, amelynek eredményeképpen megállapítható, hogy a soros mérések idején, mely revolúciónál "ismétlődött meg" a rezgéstér.

Erre az adatelőkészítési lépésre a villamos potenciálok esetében az alábbi jeltulajdonságok adnak lehetőséget:

1. Egy felvett időintervallumban (pl. kamrai depolarizáció tartama alatt) a 138 unipoláris elvezetés jelével jellemzett rezgésteret egyetlen mérési pont jele meghatározza hasonlósági szempontból. Ez azt jelenti, hogy ha egy később felvett ugyanilyen hosszúságú időintervallumban valamely ellenőrzésre kiválasztott (referencia) pont jele megismétlődik, akkor a teljes rezgéster jelei megismétlődnek.

2. A referencia pont jele megismétlődésének az azonos légzésfázis szükséges és elégséges feltétele. A fentiek szerint tehát a kvázi-szimultán potenciáltér rekonstruálásához a különböző menetekből a hozzávetőlegesen azonos légzésfázishoz tartozó revolúciókat kell összegyűjteni a preprocessálás során.

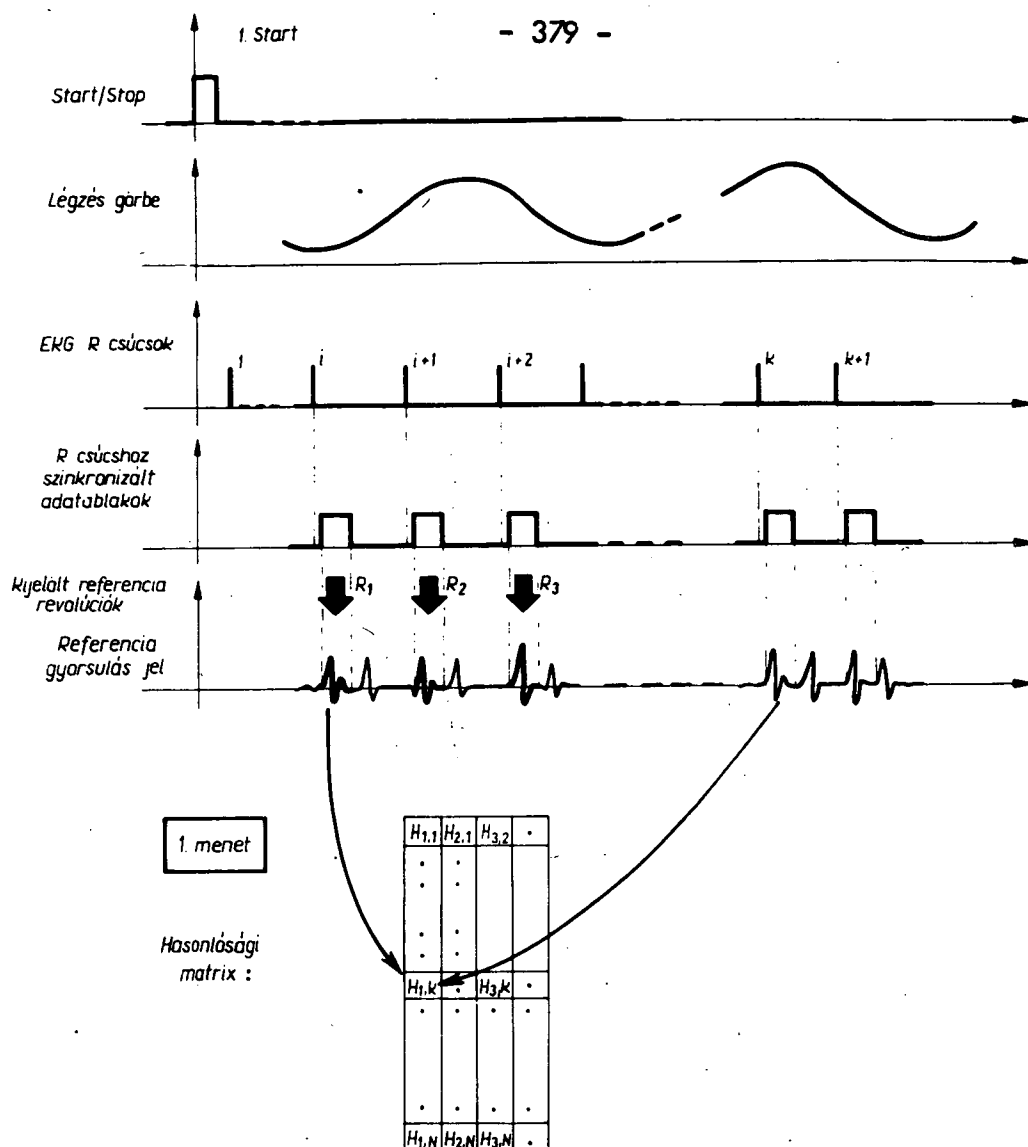
A mechanikai rezgések terének rekonstruálása nehezebb. Az általunk használt megoldás alapját az alábbi kísérleti tapasztalat adja:

1. A villamos potenciálok terénél elmondottakkal megegyezően egy felvett időintervallumban (pl. az első szívhang tartama alatt) a jelenleg 31 gyorsulásérzékelő jelével jellemzett mechanikai rezgésteret egyetlen mérési pont érzékelőjének a jele meghatározza hasonlósági szempontból. Ez azt jelenti, hogy ha egy később felvett ugyanilyen időintervallumban valamely ellenőrzésre kiválasztott referencia pont jele megismétlődik, akkor a teljes mechanikai rezgéster jelei megismétlődnek.

2. A villamos potenciálok terénél elmondottakkal ellentétben, a referencia pont jele megismétlődésének az azonos légzésfázis szükséges, de nem elégséges feltétele.

A fentieknek megfelelően a rezgéster rekonstruálásához a revolúciók szelektálása nem légzésfázis monitorozással, hanem egy referencia hullámnak és a később mért, a referencia ponthoz tartozó hullámoknak számítógépes összehasonlítása alapján történik. A módszer lépéseit az 5. ábrát felhasználva ismertettük:

a.) Tekintettel arra, hogy a mechanikai rezgéster légzésfüggő, fiziológiai megfontolás alapján eldöntjük, hogy melyik légzésfázishoz tartozó rezgéster térképezése szükséges.



5. ábra

Segédábra a kvázi-szimultán mechanikai rezgéstér konstruálás folyamatának ismertetéséhez

b.) Az első menetben meghatározzuk - a számlálást a start-jeltől kezdve - azt a sorszámú revolúciót, amelyik a.)-nak megfelel. (Az 5. ábrán legyen pl. a kilégzésnek megfelelő ilyen revolúció az  $i$ -edik sorszámú.)

c.) A kiválasztott revolúcióban a referencia EKG-hoz szinkronizált időintervallumban mért hullámformát tekintjük a továbbiakban referencia hullámnak. (Az 5. ábrán az  $i$ -edik sorszámú revolúcióból nyerjük a nyíllal megjelölt  $R_i$  referencia hullámot.)

d.) Minden menetben, minden revolúció megfelelő "ablakolt" szakaszát a referencia hullámmal egy kvantitativ mérőszám segítségével összehasonlítva, menetenként egy-egy hasonlósági mátrix egy-egy oszlopának elemeit határozzuk meg. (Az 5. ábrán az első menet hasonlósági mátrixának  $H_{1,k}$  elemét úgy kapjuk, hogy  $R_1$  referencia hullámot összehasonlítjuk az első menet  $k$ -adik revolúciójának megfelelő szakaszával.)

e.) Megfelelő hasonlósági érték küszöböt bevezetve, minden menetből kijelöljük azokat a sorszámú revolúciókat, amelyek jelei - az adott légzésfázishoz tartozó - kvázi-szimultán tér rekonstruálásához megfelelnek.

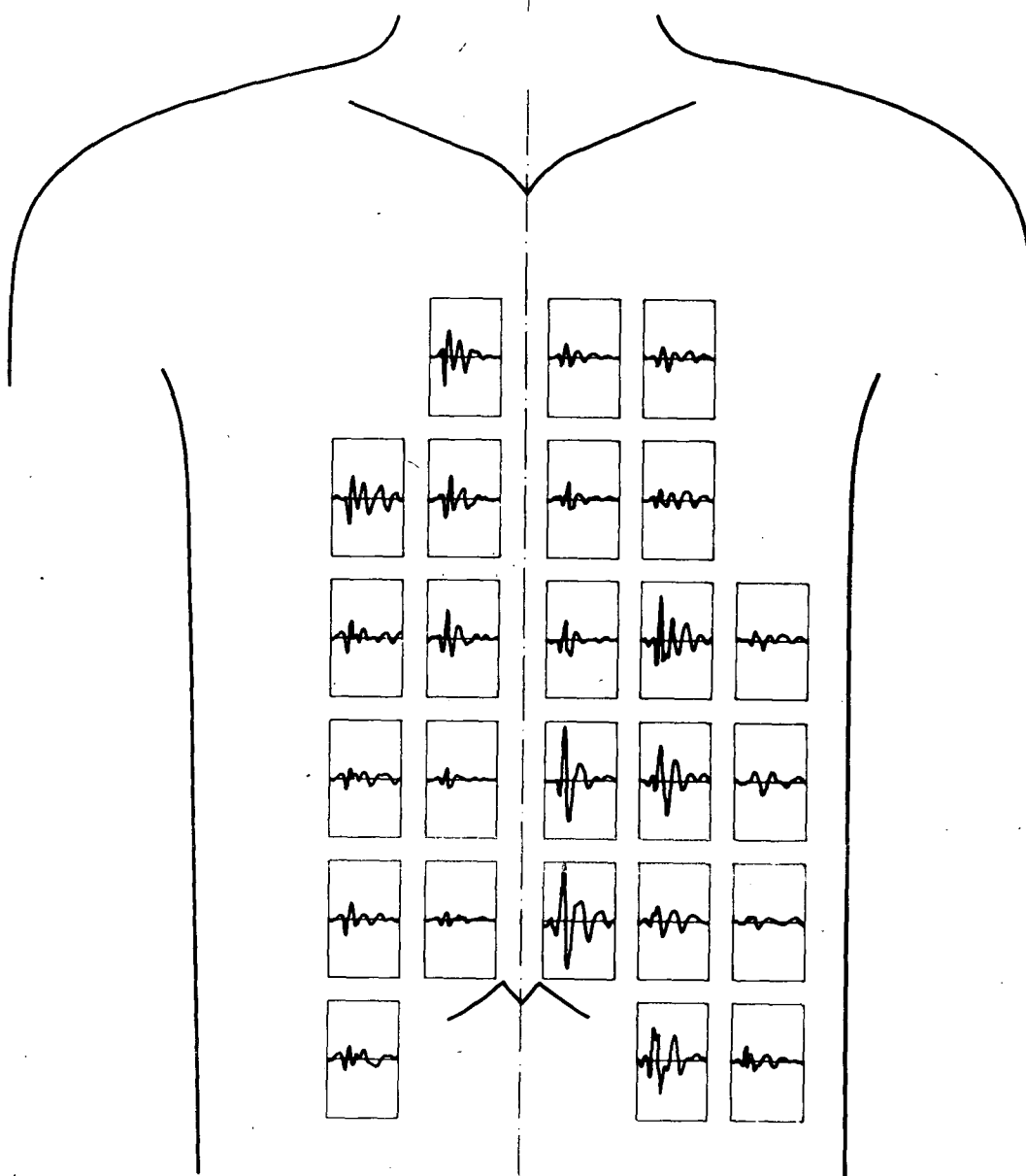
Más-más légzésfázisnál más-más referencia hullámok kijelölésével ( $R_2, R_3$ ) a szelektálás hasonló módon történik.

Az 5. ábrán látható hasonlósági mátrixok elemeinek kiszámítása a statisztikában ismert regressziós index alkalmazásával történik. Ahány menetben történt a jelrögzítés, annyi hasonlósági mátrix kiszámítására van szükség. A mátrix oszlopainak száma annyi, ahány referencia hullámformát jelölünk ki. (Tipikusan ez a szám 4-6, egyenletesen elosztva egy légzési cikluson belül.) A mátrix sorainak száma a menetenként a hasonlóság vizsgálat céljára felhasznált revolúciók számával egyezik meg (a mi gyakorlatunkban tipikusan 32).

Ezt a meglehetősen számításigényes előprocesszálást jelenleg a KFKI ICT 1905 gépére írott program segítségével végezzük.

Egy egészséges férfi fenti módszerrel meghatározott kvázi-szimultán mellkasfelszíni gyorsulás-időfüggvény készletét a 6. ábra mutatja.





6. ábra

Egészséges férfi rekonstruált mechanikai rezgéstere az 1. szívhang időintervallumban (gyorsulás időfüggvényekkel jellemezve)

Példák az elektromos depolarizáció és az első szívhang eseményeinek vizsgálatára felületi térképezéssel

A felületi térképek azáltal, hogy az idővel paraméterezve megmutatják a szív valamely rezgésterének a test felületén való megoszlását, a jellegzetes szintvonalas ábrákon keresztül könnyen felismerhetővé tesznek olyan elektromos, illetve mechanikai eseményeket, amelyek más, egy- vagy kevéscsatornás méréssel észre sem vehetők, vagy csak pontatlanul határozhatók meg.

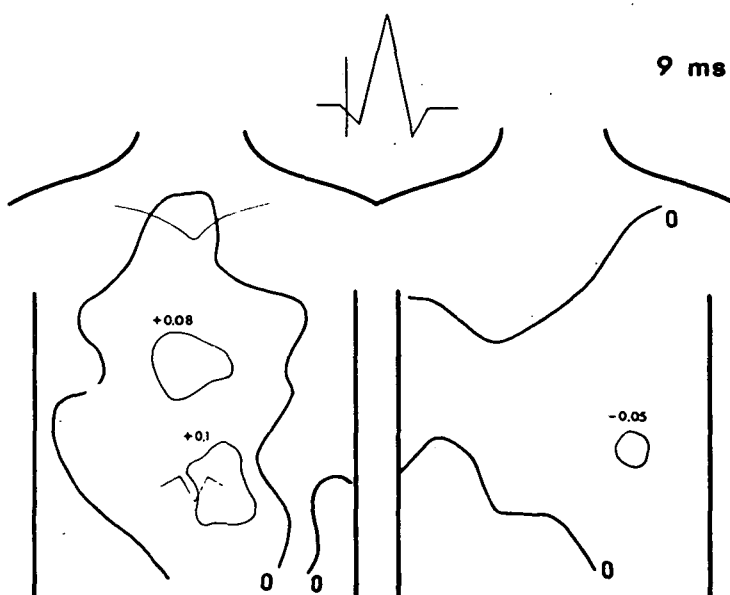
Példaként egy egészséges fiatal, hanyattfekvő testhelyzetű férfi elektromos és mechanikai rezgéstérképeinek jellegzetes példányaival demonstráljuk az elmondottakat.

1. Az elektromos események vonatkozásában:

- a.) A kamrai depolarizáció kezdete pontosan meghatározható a 7. ábrán látható elektromos potenciál konfiguráció segítségével. (A kamrai aktiváció kezdetén egyetlen potenciál maximum jelenik meg, általában a harmadik bordaközben, amelyik ezt követően gyorsan két vagy három maximumra hasad a mellkas középső részén.)
- b.) Pontosán meghatározható az un. epikardiális áttörés (epicardial breakthrough) időpillanata a 8. ábra elektromos potenciál konfigurációja alapján (két elülső fali pozitív potenciál maximum egy negatív polaritású maximumot "fog közre").

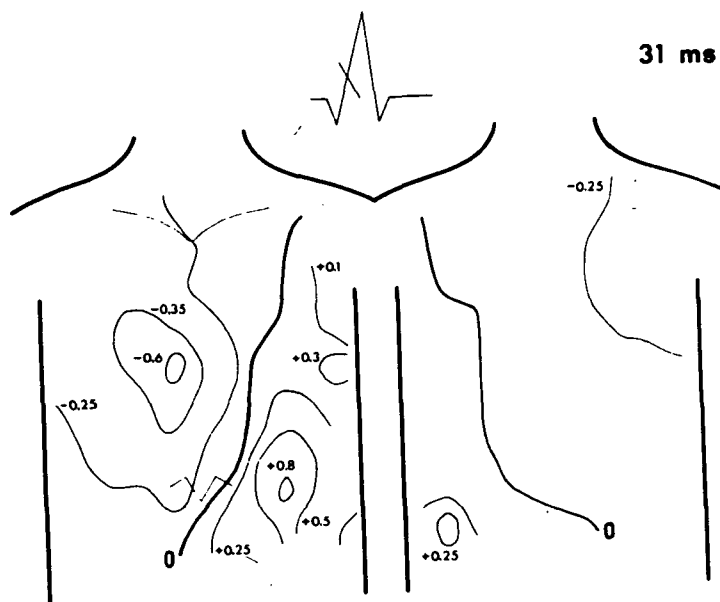
2. A mechanikai események vonatkozásában:

- a.) A 9. ábrán bemutatott testfelszíni gyorsulástérkép és a 7. ábra elektromos potenciál térképének egybevetése alapján megállapítható, hogy a kamrai aktiváció kezdeti időszakában az elektromos és a mechanikai rezgések jó közelítéssel azonos törvényszerűség szerint indulnak, ill. terjednek.



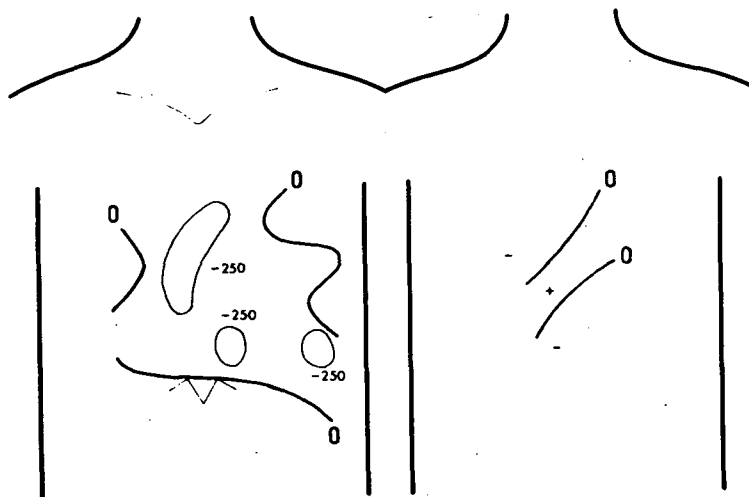
7. ábra

A kamrai depolarizáció korai szakaszának felületi potenciál térképe



8. ábra

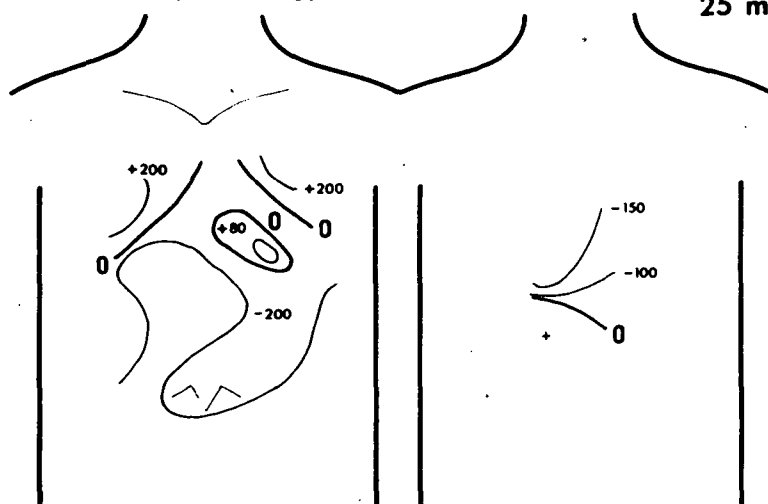
Az "epikardiális áttörés" időpillanatának tipikus felületi potenciál térképe 9 ms



9. ábra

A kamrai kontrakció korai szakaszának felületi gyorsulás térképe (relatív gyorsulás egységekkel)

25 ms



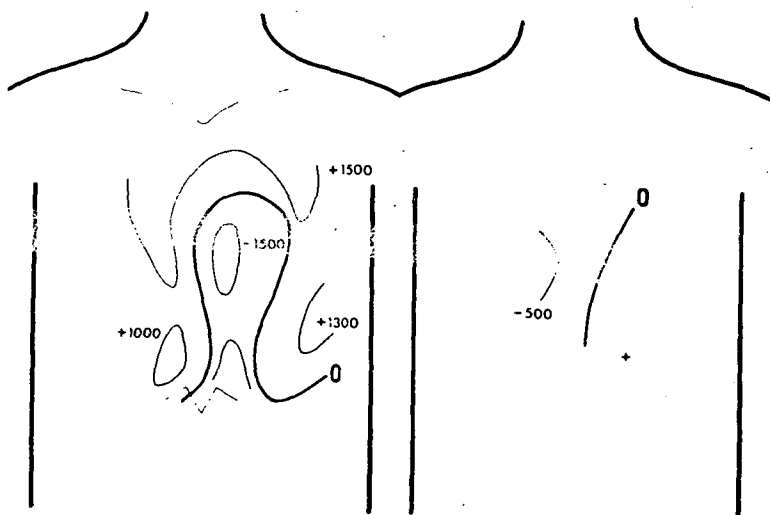
10. ábra

A mitriális billentyű záródási idejéhez tartozó tipikus felületi gyorsulási térkép (relatív gyorsulás egységekkel)

b.) A felszíni gyorsulástérképek alapján (10. ábra) meghatározható a mitrális billentyű zárásának időpillanata (a felszíni gyorsulástérképek jellegzetes motivuma ilyenkor a 2.-3. bordaközben rövid ideig észlelhető pozitív normális irányu "gyorsulás sziget").

c.) Nagy pontossággal meghatározható a pulmonális és aortai billentyű nyitásának időpillanata (a felszíni gyorsulástérképen ilyenkor a 11. ábrán látható módon a nagy amplitudójú, az egész elülső mellkasfelszínen mérhető pozitív gyorsulás mezőt a sternum mentén hirtelen mintegy "áttöri" egy erős negatív gyorsulás front).

101 ms



11. ábra

Az aortai billentyű nyitási időpillanatához tartozó tipikus felületi gyorsulás térkép, (relatív gyorsulás egységekkel)

Természetesen a kiemelt példákon túlmenően az elektromos és a mechanikai rezgéstérképek regisztrátum kötege - adatelem halmaza - további, a diagnózis számára érdekes mennyiségeket is szolgáltat, s ezen túlmenően lehetővé teszi a szív fiziológiájára vonatkozó következtetések levonását, különböző hipotézisek ellenőrzését.

Irodalom

- (1) Rush, S., Lepeschkin, E.: Body Surface Mapping of Cardiac Fields. S.Karger, 1974.
- (2) Kozmann, Gy., Kenedi, P.: Surface Acceleration Mapping KFKI-76-35 Report (presented on the 7th European Congress of Cardiology, Amsterdam, 1976.)
- (3) Kozmann, Gy., Préda, I., V.V.Shakin, Szlávik, F., Antalóczy, Z.: Computer-aided Method for the Comparison of Surface Potential and Acceleration Maps. Conf. on Computers in Cardiology, St.Louis, 1976.
- (4) Gábor, D., Nelson, C.V.: Determination of the Resultant Dipole of the Heart from Measurements on the Body Surface, J.Appl.Phys.Vol. 25. No.4.1954.
- (5) Kozmann, Gy.: Acoustic Model of the Heart (Megjelenés alatt).
- (6) Taccardi, B.: Distribution of heart potentials on the thoracic surface of normal human subjects. Circulat. Res.Vol.12.P. 341, 1963.

